

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS
U. E. R. COCHIN PORT-ROYAL

Année 1971

N°

THESE

Pour le

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

par

JEAN-MICHEL VINOT

Né le 4 Février 1940 à (10) RUMILLY-les-VAUDES

INTERNE DES HOPITAUX DE PARIS

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE

CONTRIBUTION A L'ÉTUDE DE LA SCINTIGRAPHIE CARDIAQUE

Président : Monsieur J. C. ROUCAYROL, Professeur.

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS
U. E. R. COCHIN PORT-ROYAL

Année 1971

N°

THESE

Pour le

DOCTORAT EN MÉDECINE

(Diplôme d'État)

par

JEAN-MICHEL VINOT

Né le 4 Février 1940 à (10) RUMILLY-les-VAUDES

INTERNE DES HOPITAUX DE PARIS

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE

CONTRIBUTION A L'ÉTUDE DE LA SCINTIGRAPHIE CARDIAQUE

Président : Monsieur J. C. ROUCAYROL, Professeur.

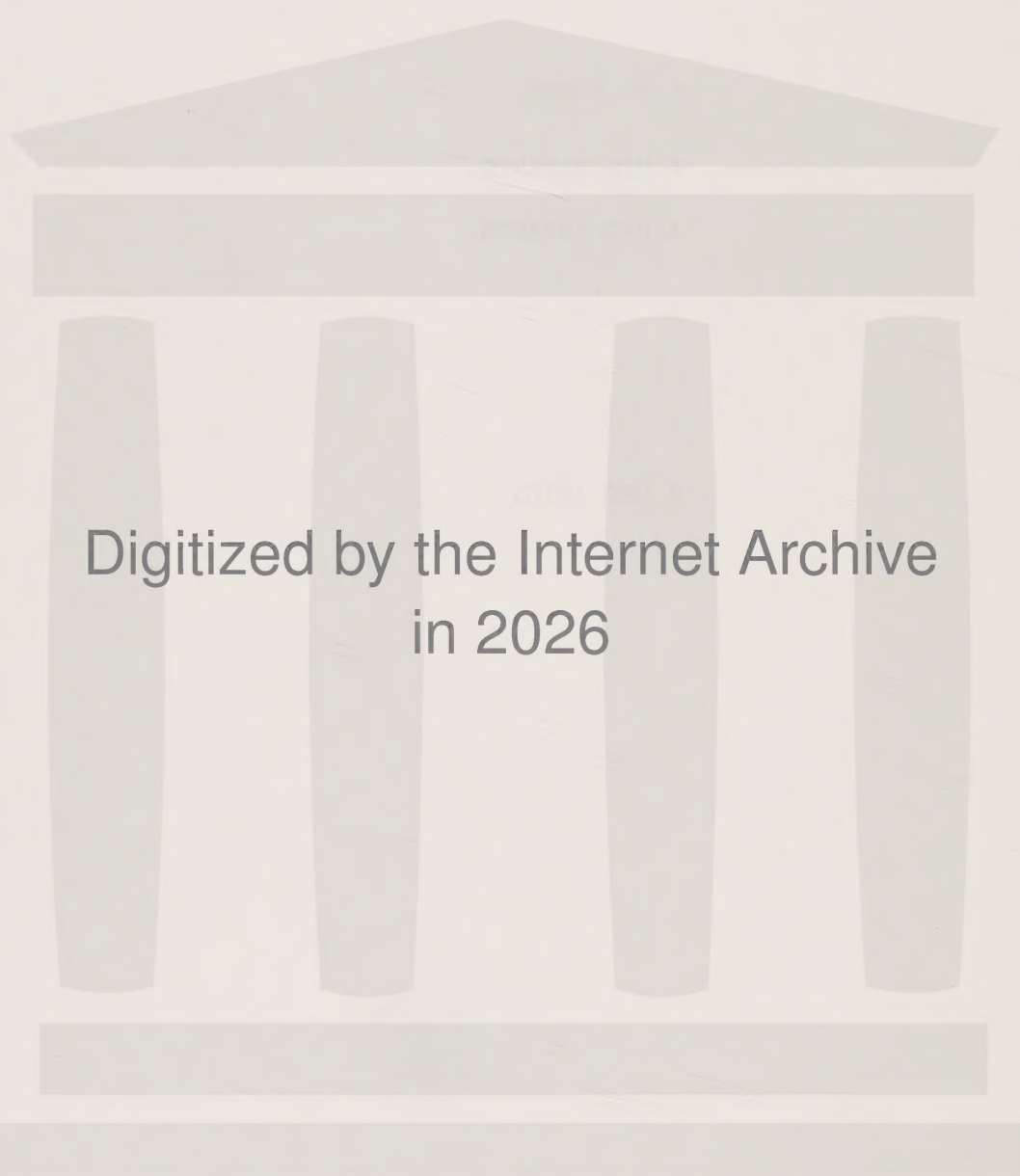


A MA FEMME.

A MES PARENTS.

A MES ENFANTS.

A MES AMIS.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547106_0032

A mon Maître, le Professeur ROUCAYROL

Qui nous a inspiré ce sujet de thèse et
nous fait l'honneur d'en accepter la
présidence.

A Monsieur le Professeur PERRIN

Dont l'enseignement, l'aide constante
et je crois aussi, l'amitié, nous sont
très précieux.

Au Professeur Agrégé J. INGRAND

Au Docteur J.J. LEGRAND

Qui ont bien voulu nous faire
profiter de leur expérience.

Aux techniciennes,

Aux secrétaires

et à tout le personnel du Service des Radioisotopes
de l'Hôpital Cochin

En remerciements de leur collaboration
quotidienne.

A NOS MAÎTRES D'INTERNAT

Monsieur le Docteur LOISEAU

Monsieur le Professeur VIGNALON

Monsieur le Professeur TUBIANA

Monsieur le Professeur MENVIER

Monsieur le Professeur ROUCAYROL

/ I N T R O D U C T I O N /

L'injection intra-veineuse d'un radio-élément, émetteur γ , sous une forme physico-chimique telle que la fuite hors de l'espace vasculaire soit minime, permet une visualisation du volume sanguin intracardiaque ou scintigraphie cardiaque. Cest examen permet également d'obtenir l'image des gros vaisseaux.

Méthode simple, atraumatique, rapide, la scintigraphie cardiaque est susceptible d'apporter au clinicien des renseignements non négligeables, qu'il s'agisse de différencier péricardites et cardiomégalies, d'établir le diagnostic d'anévrysme de la crosse de l'aorte ou d'aider à poser l'indication d'une angiocardigraphie radiologique.

Nous avons repris ici les dossiers de 35 malades, vus, depuis 1969, au service d'exploration fonctionnelle par les radioisotopes de l'Hôpital Cochin. Le radioélément employé a toujours été le Technétium 99^m , soit sous forme d'albumine technétiée, soit sous forme d'hématies marquées. Le scintigraphe utilisé est le Magnascanner III. 9 malades ont eu, associée à la scintigraphie cardiaque, une scintigraphie pulmonaire réalisée le même jour, au moyen de macroagrégats d'albumine technétiée. Chez 7 autres une scintigraphie à la caméra à scintillation a été réalisée après l'examen standard.

Enfin, la mise en place récente d'un ensemble comportant en particulier un analyseur multicanal (4096 canaux) ainsi qu'un dérouleur de bande magnétique, permettant le stockage de l'information accroît considérablement le nombre de renseignements que l'on peut tirer de l'examen. En effet, à l'aspect purement statique et morphologique fourni par la scintigraphie, peut ainsi être adjoint tout l'aspect dynamique, physiologique, qu'apporte l'angiocardigraphie isotopique, le tout étant obtenu après injection intra-veineuse unique.

Nous envisagerons successivement :

- L' Historique de la scintigraphie cardiaque
- Le matériel et la méthode
- Les problèmes de dosimétrie
- Les résultats cliniques
- Les possibilités nouvelles offertes par la méthode dynamique

/ H I S T O R I Q U E /

Le caractère d'examen irremplaçable qu'a acquis depuis fort longtemps la radiographie dans le cadre des explorations médicales, la qualité des images obtenues par opacification vasculaire radiologique, expliquent certainement la date tardive du premier emploi de radioéléments pour visualiser des volumes sanguins et les difficultés que rencontre cette méthode à se faire adopter.

En 1958, REJALI, Mac INTYRE et FRIEDEL, les premiers, réalisent des scintigraphies cardiaques après injection intraveineuse de 3 à 400 microcuries de sérum albumine humaine, marquée à l'iode I31. Comparant les images qu'ils obtiennent avec la radiographie thoracique standard, ils soulignent l'intérêt de la méthode dans le diagnostic des cardiomégalies, des péricardites et des ectasies de l'aorte thoracique ou abdominale.

La méthode subira en fait très peu de modifications jusqu'à maintenant, le problème majeur consistera en la recherche d'un traceur vasculaire que l'on puisse donner à plus forte dose (de façon à obtenir des images de meilleure qualité, plus rapidement) en essayant de diminuer l'irradiation à laquelle est soumis le malade. En effet, la demi-vie effective de l'iode I31 administré sous forme de sérum albumine iodée est estimée à 6 jours et l'irradiation que reçoit l'organisme entier pour une dose de 350 à 500 μ Ci est pour Mc AFEE de 0,32 rads. La thyroïde du patient étant bien entendu protégée par administration préalable de lugol.

En 1963, Mc INTYRE et Coll. utilisent l'Iodipamide ou radio cholographin, marquée à l'iode I3I, le produit est très rapidement capté par le foie et excrété dans la bile. La demi-vie de l'iode I3I injecté sous cette forme est alors de 112 minutes (dépendant de la fonction hépatique). Ce qui implique de réaliser la scintigraphie très rapidement après injection du produit. La dose reçue par l'organisme entier est estimée à 5 % de celle reçue pour la sérum albumine, à activité équivalente injectée. Un laxatif est donné en fin d'examen, afin de diminuer l'irradiation subie par l'intestin (SKLAROFF et CHARKES).

Enfin le Technétium 99^m émetteur γ pur de courte période, va remplacer l'iode I3I : Mc AFFEE et Coll. en 1964 utilisent la sérum albumine marquée au 99^mTc de même que BONTE et Coll. en 1965, HOLMES et Coll. en 1966. Tandis que WITCOFSKI et BOLLIGER en 1965 se servent de pertechnétate.

Nous reviendrons dans le chapitre suivant sur les propriétés du Technétium 99^m .

/ M A T E R I E L E T M E T H O D E /

I. LE TRACEUR

La possibilité, depuis quelques années, de disposer facilement, dans les laboratoires utilisant des isotopes radioactifs, d'émetteurs γ purs, de courte période est d'un grand apport dans les techniques de détection externe. En effet, la courte période rend moins aigus les problèmes de contamination et d'élimination des déchets. L'émission γ pure et la courte période diminuent considérablement l'irradiation subie par les sujets explorés permettant ainsi d'administrer des activités élevées (fournissant des images de meilleure qualité, plus rapidement) et de répéter les examens si nécessaire sans faire encourir de risques radiobiologiques démesurés.

Deux radioisotopes de ce type ont actuellement la faveur en Médecine nucléaire, il s'agit du technétium 99 m et de l'Indium II3 m, le sigle "m" suivant le nombre de masse de l'isotope, signifiant métastable. Le noyau de ces éléments métastables comporte le même nombre de nucléons (protons et neutrons) que l'élément stable, toutefois, il se trouve dans un état excité (niveau énergétique plus élevé) dont la durée de vie est exceptionnellement longue par rapport à la moyenne des autres transitions nucléaires. Le passage de l'état excité à l'état stable se fait par émission d'un photon γ d'énergie bien définie (entre les 2 niveaux).

Nous ne parlerons ici que du technétium. Nous envisagerons successivement, les propriétés de cet élément, puis les différentes formes sous lesquelles nous l'employons. L'étude des propriétés physiologiques du technétium sera faite au cours du chapitre traitant de la dosimétrie.

1°) Propriétés physiques du technétium

De numéro atomique 43, le technétium fait partie du groupe VII A de la classification de MENDELEIEFF et présente des propriétés chimiques voisines de celles du Manganèse et du Rhénium, mais aussi de l'iode. Sa masse atomique est 99. Il a été pour la première fois mis en évidence par SEGRE et PERRIER (1937) à l'Université de Californie et produit en bombardant du Molybdène par des neutrons ou des deutons. WU et SEGRE constatèrent par la suite que de grandes quantités de technétium existaient dans les produits de fission de l'uranium. Il doit son nom au fait qu'il a été le premier élément produit artificiellement. On connaît actuellement 12 isotopes du technétium dont les masses atomiques vont de 92 à 105, tous sont des radio-éléments artificiels et leurs périodes de désintégration varient de quelques secondes à 500.000 ans. Celui qui nous intéresse est le $^{99}_{43}\text{Tc}$, et plus spécialement, son isomère $^{99\text{m}}_{43}\text{Tc}$, produits par transition isobarique du $^{92}_{42}\text{Mo}$.

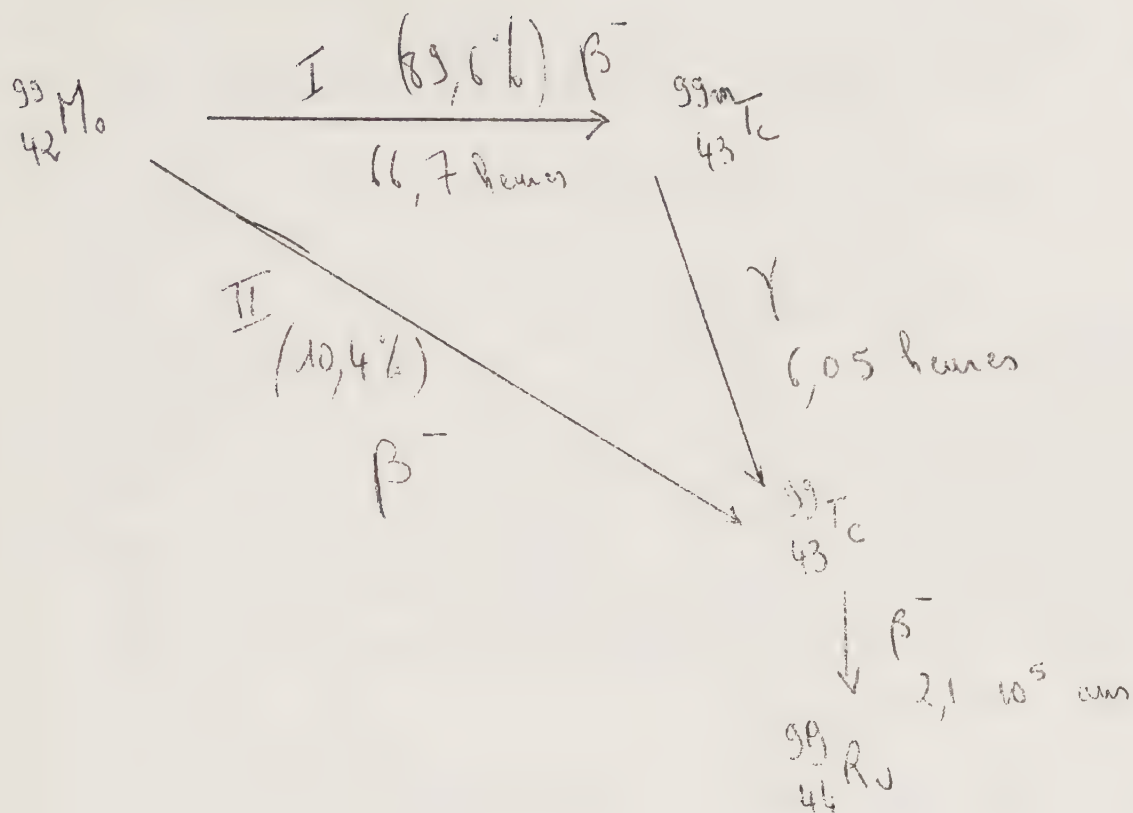
a) Filiation du Tc (c.f. schéma)

Deux voies transitionnelles sont possibles à partir du Molybdène 92, avec une période de 66,7 heures.

- Voie I (probabilité 89,6 %) : conduit par désintégration β^- au $^{99\text{m}}_{43}\text{Tc}$, lequel par transition isomérique de période 6,05 heures aboutit à l'état fondamental $^{99}_{43}\text{Tc}$.

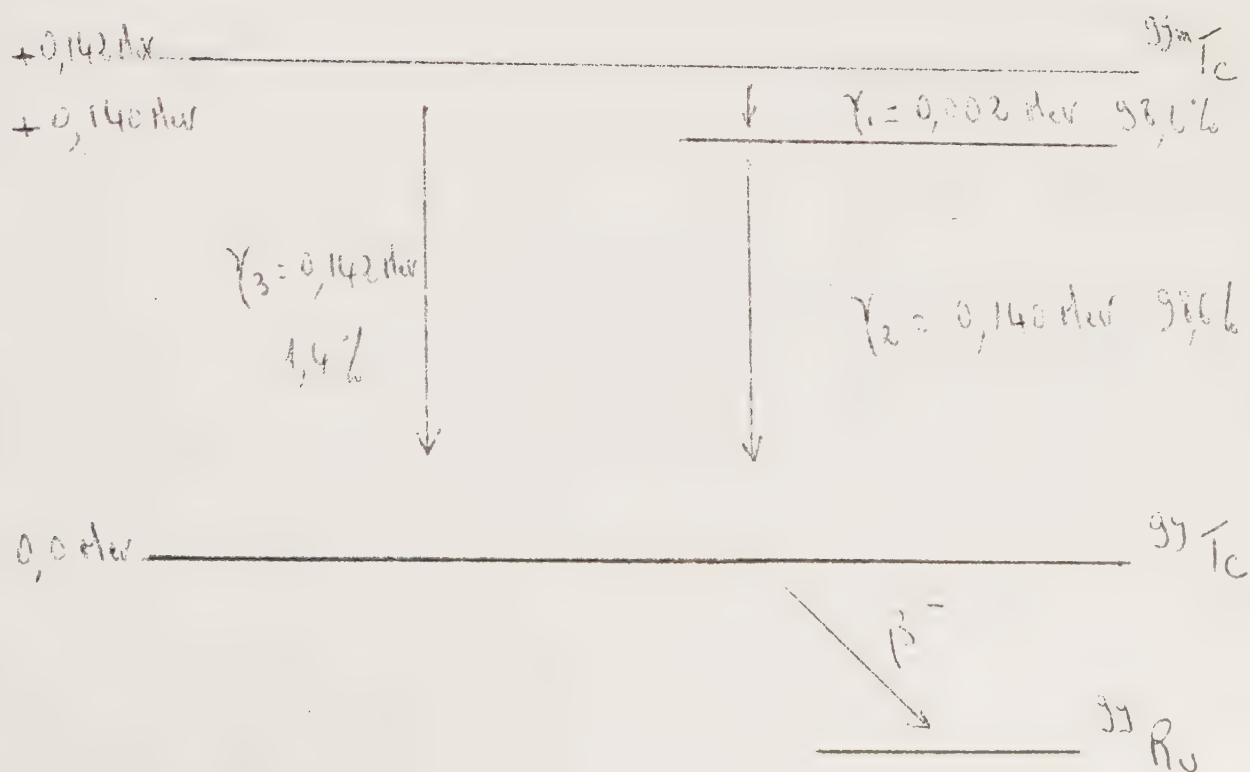
- Voie II (probabilité 10,4 %) : conduit directement par désintégration β^- au $^{99}_{43}\text{Tc}$.

Le $^{99}_{43}\text{Tc}$ est également radioactif et aboutit par désintégration β^- de longue période (2,1. 105 ans) au produit final stable le Ruthénium $^{99}_{44}\text{Ru}$.



b) Propriétés physiques du ^{99m}Tc

Il se désintègre par transition isomérique en émettant
(c.f. schéma)



- Un photon γ de 2 KeV et photon γ de 140 KeV en cascade pour 98,6 % des noyaux de ^{99m}Tc subissant la transition.

- Un photon unique de 142 KeV pour 1,4 % des noyaux de ^{99m}Tc .

En fait, le schéma est compliqué encore par le fait qu'à peu près 1 % des transitions $^{99m}\text{Tc} \longrightarrow ^{99}\text{Tc}$ a lieu non pas par émission γ , mais par conversion interne (communication de l'énergie correspondant à la transition à un électron K, L ou M du cortège électronique de l'atome qui est alors expulsé) ; celle-ci est alors suivie d'une émission X de réarrangement (18,4 KeV pour la raie $K\alpha$, 20,6 KeV pour la raie $K\beta$) ainsi que de l'émission d'électrons Auger. La connaissance précise de ce schéma complexe n'est pas sans importance pour les calculs de dosimétrie (SMITH).

Le technétium 99 m n'émet donc pas de radiation particulière primaire, étant donné la très longue période de désintégration du ^{99}Tc , l'irradiation due au rayonnement β^- qu'il émet est absolument infime.

L'émission du ^{99m}Tc est un rayonnement γ presque pur de 140 KeV dont la couche de demi absorption est (Harper) = 0,3 mm de plomb

2,4 mm d'iodure de sodium

4,6 cm de tissus

La période physique de désintégration du ^{99m}Tc est 6,05 heures.

c) Préparation du Technétium 99m

Il est obtenu simplement, sous la forme de pertechnétate de sodium, par élution d'une colonne génératrice $^{99}\text{Mo} / ^{99m}\text{Tc}$, au moyen d'une solution stérile et apyrogène de chlorure de sodium à 9 % ; on le recueille directement en flacon stérile dont il suffit alors de mesurer l'activité.

Etant donnée la période du Molybdène 99 (67 heures), une colonne contenant 100 à 200 millicuries de cet élément, permet une élution quotidienne de pertechnétate durant une quinzaine de jours.

HARPER et LATHROP, puis SORENSEN et ARCHAMBAULT ainsi que Mac AFFEE et STERN indiquèrent les premières modalités d'utilisation clinique du pertechnétate ^{99m}Tc . Ses propriétés physiques et physiologiques ont été précisées par SMITH et HARPER.

2°) Formes sous lesquelles est utilisé le technétium pour la scintigraphie cardiaque

L'ion pertechnétate diffuse rapidement vers les espaces extra-cellulaires, ce qui rend difficile son utilisation pour réaliser des scintigraphies cardiaques. Nous employons soit l'albumine technétiée, soit les hématies technétiées.

a) Albumine technétiée

D'abord utilisée par Mc AFFEE et STERN (1964) pour réaliser des scintigraphies placentaires. Puis par WEBBER et Coll. ainsi que BONTE et CURRY qui ont appliqué cette méthode avec d'excellents résultats à la scintigraphie cardiaque. Le complexe albumine pertechnétate a un espace de distribution identique à celui de l'albumine iodée. Ce produit comporte néanmoins deux inconvénients :

- Le complexe est peu stable, dans la circulation, à peu près 50 % du pertechnétate est libéré au bout d'une heure (NOUEL),
- Mais surtout, sa préparation est difficile et ne peut être faite extemporanément.

Le produit nous est livré tout préparé, ce qui, outre les questions de coût, implique, du fait de la courte période du Tc, son utilisation dans les heures suivant la livraison et donc l'impossibilité de réaliser des examens en urgence.

Ces raisons nous ont amenés à utiliser :

b) Les hématies technétiées :

Le pertechnétate pénètre très facilement à l'intérieur des hématies, cependant, en l'absence de prétraitement de celles-ci, l'élution est très rapide et quasi complète.

La méthode de prétraitement par une solution de chlorure stanneux (NOUEL et Coll.) est la suivante :

A 10 ml de sang veineux prélevés sur anticoagulants (Héparine ou ACD)

- Ajouter 1 ml de la solution de SnCl_2 stérilisée par filtration millipore.

- Agiter par retournement

- Ajouter 1 ml d'une solution d'EDTA à 5 %

- Centrifuger 2 fois à 2.500 T/m pendant 7 minutes en éliminant à chaque fois le surnageant et en ramenant au volume initial par du sérum physiologique.

- Ajouter la solution de Pertechnétate (inférieure en volume à 3 ml)

- Agiter plusieurs fois par retournement et laisser reposer 10 minutes à température ambiante.

La durée totale du marquage est de 30 minutes. Le rendement de marquage, obtenu par soustraction de l'activité de trois surnageants recueillis après centrifugation du sang marqué est de 98 %. L'activité peut atteindre 12 mCi par millilitre de culot globulaire. L'élution secondaire, in vivo, paraît faible (inférieure à 10 % pendant la première heure). Le technétium est fixé sur la globine.

L'intérêt de la méthode réside donc dans la possibilité de préparation rapide d'hématies marquées, à partir des hématies du malade et de pertechnétate disponible en permanence dans de nombreux laboratoires d'isotopes ainsi que dans la qualité du marquage et dans le fait que les hématies sont d'excellents traceurs vasculaires.

II. LES DISPOSITIFS DE DETECTION

I°) Scintigraphe

PRINCIPE : L'étude de la répartition spatiale de la radioactivité à l'intérieur d'un organe s'effectue à l'aide d'un détecteur mobile, se déplaçant d'un mouvement uniforme selon deux directions de l'espace, dans un plan qu'il balaye ligne après ligne. Les informations reçues sont traduites sous forme de traits inscrits sur une feuille de papier ou de signaux lumineux impressionnant une plaque photographique. Les enregistrements font ressortir des zones hyper ou hypofixantes sous formes de plages plus ou moins denses optiquement.

Le scintigraphe que nous utilisons est du type Magnascanner III, le détecteur comporte un cristal d'iodure de sodium activé au thallium de 3 pouces de diamètre sur 2 pouces d'épaisseur. Les vitesses de balayage sont rapides. L'enregistrement des informations se fait par impression multicolore : procédé permettant d'obtenir des résultats semi-quantitatifs.

La scintigraphie conventionnelle a l'inconvénient d'être un procédé relativement long (20 minutes de balayage), nécessitant une immobilité du malade, en position allongée (ce qui n'est pas toujours facile chez de grands insuffisants cardiaques ou chez des sujets présentant un épanchement péricardique important).

Le procédé a par contre l'avantage de fournir une image grandeur nature, que l'on pourra donc facilement comparer à la téléradiographie.

2°) Caméra à scintillation

Le détecteur est fixe et va enregistrer simultanément l'ensemble de la radioactivité situé dans son champ de vision.

La plupart des caméras actuellement disponibles sont du type de celle mise au point par ANGER en 1958, elle comportait un collimateur et un volumineux cristal, unique, d'iodure de sodium activé au thallium, couplé optiquement à une batterie de photomultiplicateur ; la comparaison des flux lumineux reçus par chacun des photomultiplicateurs permet de situer spatialement, le lieu où le rayonnement γ interagit avec le cristal.

La caméra que nous utilisons est du type Pho-Gamma.

Elle comporte :

- Un collimateur à canaux cylindriques multiples
- Un volumineux cristal d'iodure de sodium de entouré de plomb
- 19 photomultiplicateurs qui reçoivent et transforment en impulsions électriques les éclairs lumineux produits par interaction des photons γ et du cristal (scintillations).
- Un dispositif spectrométrique permet l'orientation des signaux perçus dans chaque zone du cristal et leur transmission , s'ils correspondent à la bande d'énergie choisie, vers un oscillographe.
- Enfin un écran où se construit point par point l'image finale que l'on peut photographier sur un film polaroïd.

INCONVENIENTS DU PROCEDE

Absence de repères anatomiques.

Dimension très petite de l'image obtenue, ne permettant pas de comparaison avec le cliché radiologique.

AVANTAGES

Le malade peut être assis. L'examen est très rapide, permettant éventuellement plusieurs incidences. Enfin, voyant la totalité d'un organe simultanément, la caméra peut suivre l'évolution de l'activité au cours du temps.

L'adjonction d'un ensemble numérique de ciné-scintigraphie, permet la mise en évidence de phénomènes cinétiques rapides (on peut ainsi enregistrer

et conserver en mémoire 10 images par seconde).

III. MODALITES DE L'EXAMEN

Tous les malades sont l'objet le jour de la scintigraphie d'une télé-radiographie pulmonaire, pratiquée suivant la technique habituelle au service de radiologie de l'Hôpital Cochin, distance tube - plaque : 2 mètres, patient en position debout.

9 malades subiront, avant la scintigraphie cardiaque, une scintigraphie pulmonaire pratiquée après injection intra-veineuse de 1 millicurie de macroagregats d'albumine technétée.

Après la scintigraphie cardiaque traditionnelle 6 malades seront vus à la caméra à scintillation.

Technique de la scintigraphie

Le malade étant en décubitus dorsal, on injecte 5 millicuries de ^{99m}Tc sous forme d'albumine ou d'hématies marquées.

La scintigraphie débute 5 minutes après l'injection. La sonde détectrice est munie d'un collimateur de 19 trous hexagonaux, de distance focale 10 cm. La vitesse de balayage est de 100 cm par minute. Le balayage thoracique antérieur est effectué de la région cervicale à l'épigastre.

La durée de l'examen est ainsi de 15 à 20 minutes. Dans la plupart des cas une soustraction électronique du bruit de fond est faite ; nous reverrons les inconvénients de ce procédé.

On mesure le diamètre transverse maximum du coeur sur la radiographie et sur la scintigraphie.

/ D O S I M E T R I E /

Les rayonnements, qu'ils soient particuliers (α , β , neutrons) ou électromagnétiques (X ou γ) sont porteurs d'énergie. Lors de la traversée d'un milieu matériel, des interactions diverses ont lieu, entre la matière et le rayonnement. Le résultat de ces interactions est toujours une perte d'énergie partielle ou totale du rayonnement, au profit du matériau traversé. Cet apport énergétique extérieur aboutit pour l'essentiel à des phénomènes d'ionisation des molécules ou des atomes présents.

Dans les milieux biologiques, ces ionisations conduisent à la formation de radicaux libres, chimiquement très réactifs, dont l'action aboutit à des dégradations des macromolécules, qu'il s'agisse des protéines ou des acides nucléiques.

Dans les cas d'irradiation considérable, ces modifications physico-chimiques conduisent très rapidement à la mort cellulaire.

Au cours des irradiations minimales la cellule répare rapidement les dégâts.

Dans les cas intermédiaires, persistent un certain nombre de lésions irréversibles des molécules de D N A, qui ne se manifesteront qu'au moment de la mitose, par la mort cellulaire.

Ainsi s'explique la sensibilité particulière des tissus à haute activité mitotique (épithéliums cutané, digestif, tissu hématopoïétique, cellules germinales).

Les rayonnements α et β , chargés, sont l'objet d'interactions très nombreuses avec la matière et cèdent donc très rapidement leur énergie. Les particules α ont dans l'eau un trajet de quelques dixièmes de millimètres, les particules β de quelques millimètres (il dépend bien entendu de la plus ou moins grande énergie du rayonnement). Ces propriétés expliquent la possibilité d'utilisation thérapeutique des émetteurs β (telle ^{131}I dans le traitement des hyperthyroïdies par exemple), l'impossibilité d'utiliser ces rayonnements pour la détection externe.

Les rayonnements γ sont l'objet d'interactions aléatoires avec la matière, il existe une probabilité d'interaction entre un rayonnement donné et les atomes d'un matériau donné, ce qui a pour conséquence l'atténuation exponentielle d'un faisceau de rayonnement X ou γ au cours de la traversée d'une certaine épaisseur de matière. Cette atténuation exponentielle est caractérisée par la couche de demi-absorption (épaisseur du matériau déterminant une diminution de 50 % du flux de photon initial) ou encore par le coefficient linéaire d'absorption du matériau, pour le rayonnement donné.

Le degré du risque radiobiologique dépend de la quantité d'énergie déposée dans les tissus. L'unité de dose absorbée est le rad et correspond à une énergie de 100 ergs absorbée par gramme de tissu.

Nous n'entrerons pas dans les détails du calcul précis de la dose absorbée, telle qu'elle est établie par SMITH. Nous en tracerons seulement les grandes lignes.

La méthode classique de calcul consiste à établir la dose β ou énergie transportée par les électrons de conversion, à laquelle on ajoute les photons de basse énergie (ils ont en effet une probabilité d'interaction très grande avec la matière, et vont donc, comme les électrons céder toute leur énergie sur un très faible parcours). L'énergie β moyenne ainsi calculée est de 0,014 MeV / désintégration.

A cette dose va être ajoutée la dose γ ou énergie cédée par les rayonnements γ dans l'organisme, le débit de dose $\bar{R}_{\gamma}(t)$ en rad/heure est donnée par :

$$\bar{R}_{\gamma}(t) = 10^{-3} C(t) T' \rho \bar{g}$$

Où $C(t)$ est la concentration du radioélément exprimée en microcuries par gramme

ρ est la densité du milieu

T' = Constante spécifique de dose d'exposition

$\bar{g}$ = Facteur géométrique

Dans ce calcul selon la méthode standard, une première difficulté apparaît au niveau de la mesure de T' , la présence des raies $K\alpha$ et $K\beta$ de réarrangement électronique consécutives à l'émission d'un électron de conversion, majore de 29 % la valeur de T' , alors que ces photons X ne transportent que 1,2 % de l'énergie émise par le technétium. Cette anomalie provient du fait que ces photons de basse énergie (18 KeV) ont une probabilité d'interaction avec l'air 20 fois plus grande que les photons de 140 KeV.

La deuxième difficulté provient du fait que l'utilisation du facteur $\bar{g}$ part du principe que le coefficient d'absorption linéaire μ des photons reste constant durant leur parcours dans l'organisme. Ce qui n'est pas exact pour les photons de 140 KeV du technétium, qui après quelques interactions Compton ont une énergie inférieure à 100 KeV, zone où l'effet photoélectrique devient important, s'accompagnant d'une augmentation importante de μ . La méthode classique aboutit ainsi à sous estimer de 30 % la dose absorbée.

Ces difficultés ont conduit ELLETT, CALLAHAN et BROWNELL a utiliser la technique dite de Monte-Carlo, dans l'évaluation de la dose. Cette technique permet de calculer la fraction réelle des photons absorbés. Les chiffres que nous citerons sont calculés d'après cette méthode (SMITH).

Le calcul de la dose totale absorbée par l'organisme implique la mesure de la période effective du radioélément (résultant de sa décroissance radioactive et de son excrétion physiologique) et est basée sur l'hypothèse que la distribution est uniforme à l'intérieur de l'organisme. Les calculs des doses absorbées au niveau d'un organe se fondent sur la mesure de la concentration du technétium au niveau de cet organe, sur sa forme, sa masse ; ils tiennent également compte des photons provenant du reste de l'organisme.

Physiologie de l'ion pertechnétate

Comme l'iode, l'ion pertechnétate, $Tc O_4^-$ est concentré au niveau de la thyroïde, des glandes salivaires et de la muqueuse gastrique. Un prétraitement par l'iode bloque la thyroïde, le perchlorate de potassium supprime la fixation thyroïdienne et diminue la fixation gastrique ainsi que celle des plexus choroïdes.

A peu près 20 % de l'activité injectée par voie veineuse se retrouve dans les fécès au cours des trois premiers jours. 90 % de la fraction excrétée par voie urinaire, l'est au cours des 24 premières heures.

Les comptages externes ont montré qu'au niveau de tous les organes, à l'exception du foie et de l'estomac, la courbe de disparition du ^{99m}Tc est superposable à celle du sang.

En ce qui concerne l'albumine technétiée d'abord utilisée par Mac AFFEE pour effectuer des localisations placentaires la distribution est identique à celle de l'albumine iodée. Moins de 0,5 % de l'activité injectée serait retrouvée au niveau des urines et des selles au cours des 24 premières heures. La période biologique du séjour dans la circulation est voisine de 6 heures.

Après administration de 200 mg de perchlorate de potassium, on ne retrouve pas de ^{99m}Tc concentré au niveau de la thyroïde, des glandes salivaires ou gastriques.

La dose absorbée par le sang maternel a été calculée pour une femme de 65 Kg, de volume sanguin 60 ml/kg. La dose totale est calculée sur la base d'une répartition homogène du ^{99m}Tc au niveau de tout l'organisme.

On peut légitimement penser qu'à activité égale injectée, la dosimétrie est équivalente pour les hématies technétiées.

RESULTATS

Tous les malades correspondent à des sujets prétraités par le perchlorate de potassium.

Injection IV de 10 millicuries de $^{99m}\text{Tc O}_4^-$ (scintigraphies cérébrales)

- Dose totale : 120 millirads
- Organe critique : Intestin : 960 millirads

Injection IV de 1 millicurie d'albumine technétiée (localisation placentaire)

- Dose totale (mère) = 17 millirads
- Sang maternel = 47 millirads
- Sang foetal = 14 millirads

Injection IV de 5 millicuries d'albumine ou d'hématies technétiées

(scintigraphie cardiaque)

- Dose totale = 85 millirads
- Sang = 235 millirads

A titre indicatif : (D'après TUBIANA - DUTREIX)

- Rx thoracique : 40 millirads à la moelle osseuse

- Rx estomac : entre 5 et 700 millirads à la moelle osseuse

- Angiocardiographie radiologique :
2 à 3 rads à la zone irradiée

/ R E S U L T A T S C L I N I Q U E S /

L'examen permet de visualiser le volume sanguin intra-cardiaque, ainsi que les gros vaisseaux. Son interprétation doit comporter :

1°) Une analyse de la morphologie des cavités cardiaques et vasculaires.

2°) Une comparaison entre l'image scintigraphique et l'image radiologique, comportant en particulier une mesure du diamètre cardiaque radiologique (que nous représenterons par R) ainsi que du diamètre cardiaque scintigraphique (S).

3°) La recherche d'une zone d'hypoactivité séparant les cavités cardiaques des aires vasculaires des poumons et du foie.

La validité de l'interprétation dépend pour une part essentielle de la qualité technique de l'examen. A ce titre, il importe de se méfier considérablement de la suppression du "bruit de fond" et de réduire son emploi autant que possible, en effet un taux de suppression trop important conduit à éliminer non seulement le bruit de fond, mais aussi une partie de l'image, diminuant ainsi S (diamètre cardiaque scintigraphique) et faisant apparaître artificiellement de larges espaces inter-hépto-cardiaques.

/ I M A G E S N O R M A L E S /

- L'image obtenue est superposable à l'opacité radiologique du coeur normal, avec fusion de l'image cardiaque et de celle des gros vaisseaux. Les limites de l'image cardiaque sont floues, du fait du mouvement de l'organe. Parfois, la cloison interventriculaire est visible.

- Nous n'avons étudié que 6 cas de sujets à coeur sain, nos résultats apparaissent comparables à ceux de la littérature.

- . Le diamètre cardiaque scintigraphique est 11 ± 2 cm
- . La différence R - S est inférieure à 2 cm
- . La rapport $\frac{S}{R}$ vaut 0,88
- . Il n'existe pas d'espace clair entre les cavités cardiaques et les aires vasculaires pulmonaires et hépatiques.

IMAGES ANORMALES

I) EPANCHEMENTS PERICARDIQUES

La masse sanguine intra-cardiaque mise en évidence par la scintigraphie est normale ou diminuée tandis que l'opacité cardiaque radiologique est elle augmentée. Le liquide épanché s'interpose entre le coeur et les organes juxta cardiaques, l'albumine ou les hématies technétiées restant intravasculaires, il n'existe pas de radioactivité au niveau de la lame liquidienne qui apparaît comme une zone froide séparant en particulier coeur et foie.

Sur 10 cas de péricardite, nous avons obtenu les résultats suivants :

$$S = 8 \pm 2 \text{ cm}$$

$$R - S = 7,5 \pm 2 \text{ cm}$$

$$\frac{S}{R} = 0,53 \pm 0,07$$

Dans tous les cas existait un espace clair inter-hépatocardiaque supérieur à 2,5 cm et pouvant atteindre 4 cm.

Ces chiffres sont tout à fait superposables à ceux obtenus par WAGNER et Coll. sur une série de 40 malades.

Trois observations de malades hospitalisés dans différents services de Médecine Interne de l'Hôpital Cochin, illustreront ces cas de diagnostic facile :

OBSERVATION I.

Madame TAU ... 54 ans est hospitalisée en février 1969 à l'Institut Gustave Roussy (Villejuif) pour traitement d'une localisation secondaire rachidienne d'un lymphoréticulosarcome révélé en décembre 1968 par l'apparition d'une paraplégie flasque.

Le traitement comporte : Cobaltothérapie, Velbé et immobilisation, il entraîne assez rapidement une récupération fonctionnelle.

En novembre 1969 apparaissent : altération de l'état général, fièvre, dyspnée d'effort ainsi qu'oedème des membres inférieurs. La constatation d'un gros coeur radiologique entraîne le transfert à Cochin pour suspicion de péricardite. Le tableau clinique et électrique évoquent une péricardite.

La radiographie thoracique pratiquée le 18 novembre 1969 permet une mesure de $R = 18$ cm.

Le même jour, la scintigraphie cardiaque, permet de constater que la morphologie des cavités cardiaques est normale. Le diamètre cardiaque S est de 8 cm

$$R - S = 10 \text{ cm} \quad \frac{S}{R} = 0,45$$

Il existe un volumineux espace clair péricardique et en particulier un espace clair inter-hépto-cardiaque de 3 cm.

La ponction péricardique confirme le diagnostic, ramenant un liquide riche en albumine, de formule mixte sans éléments néoplasiques. Devant l'absence d'amélioration clinique, la malade est transférée en chirurgie thoracique, elle décède quelques heures après la pose d'un drain de Bonaldi, permettant d'évacuer 500 ml d'épanchement.

La vérification anatomique montre une péricardite diffuse avec adhérences sternales et pleurales. Le coeur pèse 340 g, les cavités ne sont pas dilatées. L'histologie montre un envahissement tumoral du péricarde.

OBSERVATION II.

Madame LEB... 77 ans est hospitalisée le 13 novembre 1969 pour encombrement broncho pulmonaire et cardiomégalie.

Examen : Malade pâle, apyrétique, dyspnéique. Bruits du coeur très assourdis. Pas de signe de Harzer. Pas d'oedème des membres inférieurs.

Auscultation cardiaque : Bruits très sourds.

E.C.G. : microvoltage, sans autres anomalies.

Le 4. décembre 1969 : Radio thoracique : énorme ombre cardiaque débordant largement sur le champ droit, s'étendant jusqu'à la paroi gauche. R = 20 cm.

Scintigraphie : Cavités cardiaques de petit volume, de morphologie normale.
S = 10 cm. R - S = 10 cm $\frac{S}{R} = 0,5$

Espace inter-hépto-cardiaque : 4 cm.

Une ponction péricardique confirme le diagnostic. On y retrouve des BK à l'examen direct.

La malade décède brutalement le 22 décembre 1969.

Vérification anatomique : cause de la mort embolie pulmonaire. Coeur et péricarde pesant 740 g, épanchement péricardique de 200 ml. Cardiomegalie intéressant surtout le V.G. Péricardite

OBSERVATION III.

Monsieur BUN ... 70 ans.

Malade connu et suivi dans le service d'endocrinologie pour diabète chez un hémochromatosis.

Hospitalisé le 6 octobre 1969 pour apparition récente d'une dyspnée d'effort, de troubles du rythme **cardiaque** et d'oedèmes des membres inférieurs. Les examens clinique, électrique et radiologique font envisager le diagnostic de cardiomegalie par insuffisance cardiaque. Il existe un épanchement pleural de la base droite. Pour éliminer le diagnostic de péricardite, une scintigraphie est demandée.

Le 21 octobre 1969 :

Radiographie : R = 16 cm

Scintigraphie : Morphologie normale

S = 11 cm soit R - S = 5 cm $\frac{S}{R} = 0,68$.

Il existe un espace clair inter-hépto-cardiaque de 2, 5 cm. On conclut à l'existence d'une péricardite.

La ponction péricardique pratiquée le 18 octobre 1969 ramène 650 ml d'un liquide exsudatif.

L'étiologie de cette pleuro péricardite restera obscure.

La scintigraphie cardiaque est donc susceptible d'apporter une aide non négligeable dans le diagnostic des péricardites, toutefois, des possibilités de fausses interprétations existent :

ERREURS PAR EXCES : Dans certaines cardiomégalies avec gros épaissement myocardique, Rosenthal a constaté des images se rapprochant des aspects de péricardite. WAGNER et Coll. citent un cas très évocateur scintigraphiquement d'une péricardite, où l'intervention chirurgicale n'a pas trouvé d'épanchement liquidien, mais un très volumineux lipome péricardique. Trois de nos observations présentent un aspect scintigraphique de péricardite du à un taux de suppression du "bruit de fond" excessif : chez deux malades, la scintigraphie a été refaite le jour même et était normale, chez le troisième, l'évolution clinique et radiologique a permis d'infirmer le diagnostic de péricardite.

ERREURS PAR DEFAUT : Les limites de l'examen sont surtout apparentes dans le diagnostic des épanchements de faible abondance.

BONTE et Coll., utilisant des ballons concentriques, immergés dans de l'eau estiment à 150 à 200 ml le volume minimum d'un épanchement décelable. CHARKES et SKAROFF jugent que l'examen ne permet pas de déceler d'épanchement de volume inférieur à 300 ml en cas de cardiomégalie et inférieur à 200 ml si le coeur est peu augmenté de volume.

Une de nos observations illustre un cas de ce type :

Mademoiselle BEU ... Suivie pour un lupus érythémateux disséminé, et traitée par corticothérapie. Lors d'une diminution de la corticothérapie, apparition d'une douleur thoracique. L'auscultation cardiaque retrouve un frottement péricardique. L'E.C.G. est évocateur. La dose de corticoïdes est augmentée. Le lendemain est pratiquée une scintigraphie cardiaque : elle est normale.

Radiographie : R = 14 cm

Scintigraphie : S = 11,5 cm R - S = 2,5 cm

$$\frac{S}{R} = 0,82$$

2) CARDIOMEGALIES

Qu'il s'agisse d'une hypertrophie musculaire ou d'une dilatation cardiaque, l'image radiologique peut être identique à celle d'un épanchement. L'intérêt de la scintigraphie est alors de montrer une masse sanguine intracardiaque augmentée dans les mêmes proportions que l'image radiologique. Le plus souvent, l'image scintigraphique des dilatations et des hypertrophies musculaires est identique, WAGNER et Coll. attribuent ce fait à l'augmentation importante de la vascularisation myocardique dans les cas d'hypertrophie.

Les deux observations suivantes sont représentatives des aspects observés dans les cardiomégalias :

Monsieur DES ... 74 ans est hospitalisé dans le service de Médecine Interne, pour poussée d'insuffisance cardiaque, liée à l'existence d'une insuffisance mitrale ancienne et à la survenue récente d'un infarctus du myocarde. Toutefois devant l'aspect de cardiomégalie majeure se pose le problème de l'existence éventuelle d'un épanchement péricardique associé.

Le 7 février 1970 : La radio thoracique permet la mesure de $R = 21$ cm

La scintigraphie montre une image cardiaque augmentée de volume, mais de morphologie normale : $S = 18$ cm

$$\text{Soit } R - S = 3 \text{ cm} \quad \frac{S}{R} = 0,85$$

Enfin il n'existe pas d'espace clair inter-hépto-cardiaque. L'examen permet donc d'éliminer le diagnostic de péricardite.

Le traitement par Digitaline et diurétiques amène une importante amélioration clinique.

Madame GAU ... 67 ans est hospitalisée dans le service de Médecine Interne en janvier 1970 pour poussée d'insuffisance cardio rénale post grippale. Cette malade présente une maladie aortique connue, consécutive à un rhumatisme articulaire aigu.

Devant l'existence d'une cardiomégalie importante une scintigraphie cardiaque est demandée.

Le 5 janvier 1970 : La radio thoracique montre un diamètre cardiaque de 18 cm.

La scintigraphie cardiaque met en évidence une morphologie intra cavitaire normale, une volumineuse aorte. $S = 16$ cm

$$\text{Soit } R - S = 2 \text{ cm} \quad \frac{S}{R} = 0,89$$

L'espace inter-hépatocardiaque est inférieur à un centimètre.

La traitement médical amène une amélioration clinique rapide.

3) LE DIAGNOSTIC DES TUMEURS INTRA OU EXTRA CARDIAQUES

Myxomes : ISLEY et REINHARDT ont décrit un cas où la tumeur a été mise en évidence par une scintigraphie cardiaque à l'albumine iodée. Elle se présentait comme une zone froide, arrondie de la région ventriculaire droite.

BONTE et CURRY, rapportent le cas d'une femme de 58 ans, qui présente un amaigrissement important et des douleurs thoraciques droites. Un an après, la malade est hospitalisée avec un tableau clinique d'insuffisance ventriculaire droite. On note une discrète cardiomégalie radiologique. Un micro-voltage et une inversion de D_2 , D_3 , VF et dans les précordiales droites à l'E.C.G.

Devant ce tableau une scintigraphie cardiaque est réalisée, au moyen de 2,5 mCi d'albumine technétisée. Il n'existe pas d'aspect évocateur de péricardite, par contre on note une volumineuse zone froide, siégeant en pleine masse cardiaque, mesurant 5 x 8 cm.

L'angiographie radiologique donne un résultat similaire.

L'intervention permet l'ablation d'une tumeur de 160 g occupant la quasi totalité de l'oreillette droite et s'étendant au ventricule droit.

Il s'agissait d'un myxome bénin.

REJALI et Coll. cite un cas donnant une image similaire, qui correspondait à un thrombus mural.

Tumeurs péricardiques : Dans une de nos observations la scintigraphie cardiaque a permis le diagnostic de tumeur péricardique :

OBSERVATION IV

Monsieur MALL... 34 ans est hospitalisé en septembre 1969 pour péricardite récidivante après plusieurs poussées mal contrôlées par la corticothérapie. L'image radiologique oriente vers une tumeur médiastinale. En scopie l'arc inférieur droit est battant et il est surmonté d'une tuméfaction immobile correspondant sur la scintigraphie à une lacune de 4 cm. (photos 8 et 9).

Les constatations font écarter l'hypothèse d'un épanchement péricardique et évoquer une tumeur. Le malade est adressé dans le service du Professeur CABROL et opéré le 10 septembre 1970. Il existe une tumeur du péricarde adhérente au parenchyme pulmonaire, sans épanchement. Le malade décède au cours de l'intervention. L'histologie démontrera l'existence d'un hémangiométiculosarcome péricardique.

4) LE DIAGNOSTIC DES ANEVRYSMES

De nombreux auteurs ont rapporté l'intérêt de la méthode dans le diagnostic des anévrysmes cardiaques ou vasculaires. Ils se présentent le plus souvent sous l'aspect d'une masse hyperfixante, correspondant à l'ombre radiologique suspecte. Certains anévrysmes occupés par des thrombi sont non injectés.

Une de nos observations met en évidence un anévrysme de la crosse de l'aorte. Une autre un anévrysme de l'aorte abdominale.

/ A P P O R T D ' A U T R E S T E C H N I Q U E S /

SCINTIGRAPHIE PULMONAIRE ASSOCIEE

9 malades ont subi une scintigraphie pulmonaire (1 mCi de macroagregats d'albumine technétée) quelques minutes avant la scintigraphie cardiaque. En dehors des renseignements que cet examen est susceptible d'apporter sur la vascularisation pulmonaire, il ne nous semble pas qu'il apporte une aide supérieure à celle fournie par la radiographie thoracique dans l'interprétation de la scintigraphie cardiaque.

IMAGES FOURNIES PAR LA CAMERA A SCINTILLATIONS

6 malades ont subi cet examen après la scintigraphie habituelle. Un seul présentait une péricardite, très abondante, qui était parfaitement évidente sur l'image fournie par la caméra, sous l'aspect d'une large frange non fixante entourant la quasi totalité du volume sanguin intra-cardiaque. Pour KRISS, la méthode serait aussi précise que la scintigraphie, dans le diagnostic des péricardites.

/ SCINTIGRAPHIE DYNAMIQUE /

L'apparition, relativement récente, des caméras à scintillation, détecteurs fixes, à large champ de vision (environ 30 cm de diamètre), d'autre part de générateurs de radioéléments à vie courte a ouvert la voie aux méthodes d'exploration scintigraphiques, dynamiques (BENDER et BIAU 1963) ROSENTHAL 1966).

Dans le cas de la scintigraphie cardiaque, une série de photos est prise, immédiatement après injection intraveineuse d'un embol radioactif, permettant de suivre la progression de celui-ci au niveau des cavités droites, des poumons, du coeur gauche, puis des gros vaisseaux.

Les informations fournies peuvent être de deux ordres :

1/ Temps de circulation

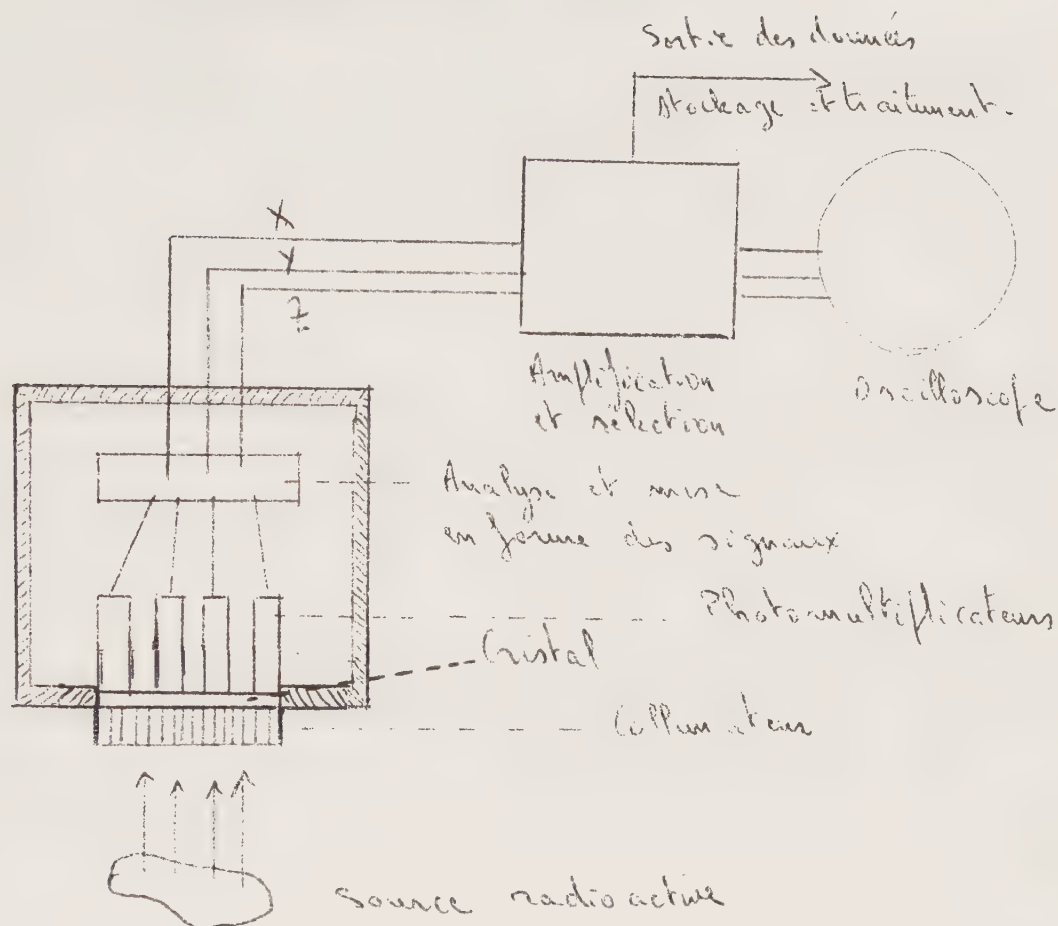
2/ Visualisation successive des différentes cavités, permettant d'apprécier leur morphologie, la séquence de leur remplissage.

MATERIEL ET METHODES :

- Le problème essentiel a dès le début été celui du recueil de l'information en un temps suffisamment bref pour permettre de suivre l'évolution de l'embol radioactif lors de la traversée des différentes cavités.

- Nous envisagerons très succinctement le fonctionnement de la caméra à scintillation, puis les différents procédés d'enregistrement qui ont été proposés.

1°) Caméra à scintillation



Un dispositif électronique (mélange et mise en forme des signaux) permet à partir des informations fournies par les 19 photomultiplicateurs de repérer le siège de la scintillation survenant dans le cristal et l'intensité de celle-ci. Trois signaux sont alors envoyés : X et Y caractéristiques des coordonnées spatiales. Z proportionnel à l'intensité de la scintillation, donc à l'énergie du photon γ ayant interagi. Après amplification et sélection, les signaux sont reçus par un oscilloscope qui permet donc de visualiser les scintillations survenant dans le cristal, sous la forme d'un bref éclair lumineux sur l'écran.

Un film polaroid, permet la sommation pendant un certain temps de tous les éclairs lumineux et donc l'obtention d'une image de la source radioactive.

2°) Procédés d'enregistrement dynamique

Le premier a consisté à prendre plusieurs photographies successives. On peut ainsi obtenir 8 images, dont le temps de pose est d'à peu près 2 secondes, séparées chacune par un intervalle de temps de 1 à 2 secondes. Ce procédé ne permet ni mesure de temps précise ni analyse fine des processus rapides.

Le deuxième procédé a été cinématographique : il est réalisé en filmant l'écran de l'oscilloscope au moyen d'une caméra optique permettant de sélectionner le temps de pose.

Ces deux méthodes ont l'avantage d'être simples et d'un coût modéré ; par contre, elles conduisent à la perte d'une partie considérable des informations reçues par le détecteur, elles ne permettent aucun traitement numérique.

C'est la raison pour laquelle actuellement deux procédés sont en compétition :

——— Certains auteurs (WELLMAN et Coll., ASHBUM et Coll,) filment l'écran de l'oscilloscope au moyen d'une caméra de télévision, réalisant un enregistrement sur bande magnétique de la séquence des scintillations. Ils reprennent dans un second temps l'enregistrement magnétique et le font passer sur l'écran d'un oscilloscope à persistance qui permettra de sélectionner les images intéressantes - lesquelles seront fixées par photographie sur film polaroid -

L'oscilloscope à persistance permet d'obtenir des images cumulées, sur un intervalle de temps que l'on peut choisir (allant de 1/60 seconde à plusieurs minutes).

Enfin, est adjoint à cet appareillage, un téléviseur, permettant à partir de la bande magnétique de restituer la séquence des informations reçues initialement par l'oscilloscope de la caméra à scintillation. Il est possible par enregistrement de l'intensité lumineuse reçue par la totalité de l'écran de TV ou par une zone de celui ci que l'on peut

sélectionner (correspondant par exemple à l'une des cavités cardiaques) d'enregistrer l'évolution de l'activité au cours du temps, dans la zone choisie. Les données obtenues peuvent être traitées numériquement.

—— Le second procédé a été utilisé par YASUSHI et Mac INTYRE, c'est celui qui a été choisi par le Centre d'Exploration Fonctionnelle par les Radioisotopes de l'Hôpital Cochin et que nous commençons à utiliser.

Il comporte pour l'essentiel un analyseur multicanaux avec possibilité de stockage de l'information sur bande magnétique. On utilise ici directement les signaux X, Y et Z fournis par la caméra à scintillation.

Stockage dans la mémoire à tores : Pour pouvoir être analysée visuellement et numériquement, aussi complètement que possible, l'image scintigraphique est conservée dans une mémoire comportant 4096 canaux, disposés sous forme de matrice carrée de 64×64 . Chaque fois qu'une scintillation est détectée dans le cristal, et que son énergie correspond à la gamme choisie, ses coordonnées X et Y sont reconnues et converties en un chiffre définissant l'adresse de la mémoire où l'impulsion doit être stockée. Le temps mort durant lequel l'ensemble numérique reste aveugle, pendant la numérisation et la mise en mémoire de l'information doit être aussi court que possible, pour une image isoactive stockée dans un format de 64×64 canaux, il est estimé à 9 μ sec.

Un oscilloscope permet de suivre en permanence l'évolution du contenu des mémoires : l'image est formée par la matrice de 4096 points, l'intensité lumineuse de chacun dépendant du nombre d'informations recueillies par le cristal de la caméra, dans la zone de l'espace correspondante.

Une fois l'image stockée, il est possible de faire varier la luminosité, le contraste, à volonté, de modifier le format, l'orientation. Mais surtout d'obtenir des profils, courbes de répartition spatiale de la radioactivité, au niveau d'une zone que l'on peut sélectionner sur l'image. D'obtenir également une numérisation des données : nombre total d'informations reçues, ou nombre au niveau d'une zone sélectionnée, quelle que soit sa forme et sa taille.

Stockage sur bande magnétique :

Il est effectué suivant des normes précises permettant le traitement par ordinateur.

- L'échelle de temps est découpée en intervalles élémentaires ΔT et l'image élémentaire acquise pendant ce temps est transférée sur la bande sous forme de "bloc". Chacun est marqué par une étiquette identifiant l'examen et par un numéro d'ordre indiquant le temps d'arrivée.
- Les intervalles de temps seront choisis en fonction de l'examen pratiqué, ils peuvent aller de 100 ms à 90 secondes.
- Le transfert sur la bande et l'acquisition dans la mémoire à tores sont réalisés simultanément : il n'y a donc pas de temps mort de transfert, ni de perte d'information pendant l'enregistrement sur la bande magnétique. En fin d'examen, on dispose ainsi d'une part de l'image totale qui a été stockée dans la mémoire et qui est présentée sur l'écran de l'oscilloscope, d'autre part de la succession des images élémentaires enregistrées sur la bande magnétique. La totalité de l'information est ainsi disponible, sans avoir été altérée, ni réduite.

- Exploitation de la bande magnétique

Après avoir vidé la mémoire, les informations stockées sur bande seront renvoyées vers la mémoire centrale suivant deux modes :

Mode image : On fait réapparaître sur l'écran de l'oscilloscope la suite des scintigraphies élémentaires soit image par image, soit en cumulant les images.

Mode courbe : On peut aussi faire apparaître sur l'écran, non pas l'image, mais la courbe d'évolution de la radioactivité, au cours du temps au niveau de zones que l'on a pu sélectionner sur l'image, 4 zones peuvent être choisies simultanément, on peut ainsi repérer facilement la veine cave supérieure, l'oreillette ou le ventricule droit, l'artère pulmonaire ou les cavités gauches et suivre l'évolution de l'activité au niveau de ces différentes zones.

En ce qui concerne la technique de l'examen proprement dit, le sujet doit être en position allongée, le détecteur positionné de façon à visualiser le coeur et les gros vaisseaux, la plupart des auteurs (KRISS et Coll. MASON et Coll.) signalent l'utilité des incidences obliques (en particulier O A G pour séparer cavités droites et gauches).

Le produit injecté peut être indifféremment : albumine technétiée, hématies technétiées ou même pertechnétate, une activité de l'ordre de 10 mCi donne des images très satisfaisantes. Le lieu d'injection est discuté, il peut être brachial, jugulaire externe ou sous-clavier. L'injection jugulaire, le plus souvent très aisée, donne d'excellentes images. Une fréquence de 4 images par seconde semble être intéressante, en particulier pour visualiser la progression de l'embol au niveau des cavités droites et de l'artère pulmonaire.

RESULTATS

Notre expérience en la matière est trop réduite pour pouvoir porter un jugement qualifié sur la méthode. Nous nous bornerons à reprendre quelques conclusions des différents auteurs.

- MASON et Coll., DELALOYE et Coll. soulignent l'intérêt de la mesure des temps de transit, temps pulmonaires et temps coeur droit-aorte, en particulier dans les cas d'hypertension pulmonaire.
- KRISS et Coll. signalent l'intérêt de la visualisation des cavités gauches dans le diagnostic des affections de la valve mitrale.
- L'angiocardigraphie isotopique semble devoir être très utile dans le diagnostic des shunts.
- Enfin YASUSHI et Mac INTYRE ont par recueil des courbes de dilution au niveau des 4 cavités puis par traitement de ces dernières sur calculateur analogique pu obtenir une appréciation très satisfaisante du volume des différentes cavités cardiaques.

Bien entendu, après l'étude dynamique et sans avoir à refaire d'injection, il est facile de réaliser une scintigraphie cardiaque classique.

L'angiocardigraphie isotopique nous semble être un examen particulièrement simple, susceptible d'orienter si nécessaire vers des examens radiologiques après opacification. Il a l'avantage sur ces derniers d'être réalisé dans des conditions physiologiques, par injection intraveineuse. Il a en outre pour conséquence une irradiation du malade très inférieure à celle délivrée par radiographie.

/ C O N C L U S I O N /

La scintigraphie cardiaque constitue une méthode simple, rapide, atraumatique, permettant d'obtenir une visualisation du volume sanguin intracardiaque et vasculaire.

Le technétium 99 m, par sa courte période, son rayonnement d'énergie très satisfaisante pour la détection externe, sa capacité à se fixer sur des hématies prétraitées par le chlorure stanneux, semble être l'isotope adapté à cet examen. Les hématies marquées constituent un excellent traceur vasculaire, les activités injectées peuvent être de l'ordre de 5 millicuries, permettant ainsi d'obtenir des images de bonne qualité pour des vitesses de balayage rapide, tandis que l'irradiation du malade reste relativement minime.

L'interprétation de l'examen implique une comparaison de l'ombre cardio-médiastinale obtenue par téléradiographie thoracique avec l'image scintigraphique.

L'intérêt clinique essentiel de la scintigraphie cardiaque nous semble être le diagnostic différentiel entre gros coeur radiologique par épanchement péricardique et cardiomégalie par hypertrophie ou dilatation cardiaque. Dans le premier cas, le volume des cavités cardiaques, mis en évidence par la scintigraphie est très inférieur à l'ombre radiologique, il existe par ailleurs une zone froide entourant la masse sanguine intracardiaque et séparant en particulier celle-ci des aires vasculaires hépatique et pulmonaire. Dans le second cas, il y a coïncidence entre image radiologique et image scintigraphique. La méthode connaît des limites dans le diagnostic des péricardites, elle ne permet en effet pas de détecter d'épanchements dont le volume est inférieur à 200 ml.

La scintigraphie cardiaque peut être très utile dans le diagnostic des néoformations intra cavitaires, comme dans celui des anévrismes cardiaques ou aortique.

Si les méthodes d'opacification vasculaire radiologiques fournissent des images dont la définition est supérieure, elles ont l'inconvénient de n'être pas sans risques. La scintigraphie cardiaque, au contraire, par son innocuité, permet de réaliser facilement un premier pas dans l'exploration cardio-vasculaire.

La scintigraphie dynamique enfin rendue possible par l'usage de caméras à scintillations associées à un système d'enregistrement, de stockage et de traitement de l'information permet déjà une visualisation d'excellente qualité des cavités droites et des grosses branches de l'artère pulmonaire, il est très probable que cette technique verra ses indications s'étendre largement dans un avenir proche.

[Faint handwritten signature or mark]

/ BIBLIOGRAPHIE /

- 1- ASHBURN WL, HERBERT JC, WHITEHOUSE WC, et al :
A video system for recording dynamic radioisotope studies with the Anger
scintillation camera.
J. Nucl Med 9 : 554-561, 1968

- 2- BENDER M.A., BLAU M :
Autofluorescope
Nucleonics, 1963, 21, 56

- 3- BONTE, F.J. et al :
Scintillation scanning in differential diagnosis : thoraco-abdominal midline
masses
JAMA 175 - 221 - 1961.

- 4- BONTE F.J., CURRY T.S. :
The radioisotope blood pool scan
Amer. J. Roentgenology 96, 690, 1966

- 5- BONTE F.J., CURRY T.S. :
Tc 99m blood pool scan in diagnosis of an intracardiac myxoma
J. Nucl. Med. 8, 35, 1967

- 6- BONTE F.J., CURRY T.S. :
Blood pool scanning with Tc 99m HSA
Radiology, 85, 1120, 1965.

- 7- A. BOUCKAERT :
La scintigraphie cardio-vasculaire
Coeur et Médecine Interne Tome VII, 97, 1968
- 8- BURDINE J.A., et JEGEAY, R :
Spleen scans with ^{99m}Tc labeled erythrocytes
Radiology, 91, 162, 1968
- 9- BURKE G, HALKO A, GOLDBERG D :
Dynamic clinical studies with radioisotopes and the scintillation camera.IV.
 ^{99m}Tc -sodium pertechnetate cardiac blood-flow studies
J. Nucl Med. 10 : 279-280, 1969
- 10- CHARKES N.D., SKLAROFF D.M. :
Radioisotope photo-scanning as a diagnosis aid in cardiovascular disease.
A safe simple method for diagnosis pericardial effusion and aortic aneurysm
JAMA, 186, 920, 1963.
- 11- DELALOYE B, RIVIER J.L., BANNA G.
Les explorations circulatoires à l'aide de la caméra à scintillation
Résultats non publiés.
- 12- FEIGENBAUM H, ZAKY, A ; and WALDHAUSEM, J.A. :
Use of reflected ultrasound in detecting pericardial effusion
Amer J. Cardiol 19. 84 - 1967.
- 13- FISHER J, WOLF R and LEON A :
 $\text{Tc } ^{99m}$ as a label for erythrocytes
J M M 8, 229 - 1967.
- 14- P. GODEAU, P. VEYSSIER, J.J. LEGRAND :
Intérêt de la scintigraphie cardiaque pour le diagnostic des épanchements
péricardiques et l'étude des cardiomégalies.
(Sous presse).

- I5- F. GREMY, J.PERRIN :
Eléments de biophysique
Flammarion Edit. Paris 1971.
- I6- HARPER P.V. et col :
Preliminary observations on the use of six hours ^{99m}Tc as a tracer in
biology an medicine semi annual report to the Atomic Energy Commission,
Argonne Cancer Research Hospital, 1962, 18, 76
- I7- HARPER P.V. et col :
 $\text{Tc } ^{99m}$ as a scanning agent
Radiology, 1965, 85, 101
- I8- HOLMES R.A., SILBINGER M.L, KARMEN A, WAGNER H.N., STERN A.S.
Cardiac scanning with $\text{Tc } ^{99m}$ labelled Albumin
JAMA, 198, 187, 1966
- I9- ISLEY J.K., REINHARDT J.F :
Intracardiac myxoma demonstrated on a vascular scanning
Amer J. Roentgenol. 88 - 70 - 1962
- 20- KRISS, JP, BONNER WA, LEVINTHAL EC :
Variable time-lapse videoscintiscopes : a modification on the scintillation
camera designed for rapid flow studies.
J. Nucl Med 10 : 249 - 251, 1969
- 21 - KRISS JP :
Diagnosis of pericardial effusion by radioisotopic angiocardigraphy
J. Nucl Med 10 : 233 - 241, 1969
- 22- KRISS JP, MATIN P :
Diagnosis of congenital and acquired cardiovascular diseases by radioisotope
angiocardigraphy
Trans Ass Amer Physicians 82 : 109 - 120, 1969

- 23- LEWIS R.J., VOGEL J.M. :
Emergency cardiac photoscan
JAMA, 205, 27, 1968
- 24- Mac AFFEE J.G, STERN H.S. FUEGER G.F., BASSISH M.S. :
Te 99m labelled serum albumin for scintillation scanning of placenta
J. Nucl. Med. 5, 936, 1964.
- 25- Mac INTYRE W.J, CRESPO G.G., CHRISTIE J.H. :
The use of radioiodinated (¹³¹I) iodipamine for cardiovascular scanning
Amer J. Roentgencology 89 - 315, 1963
- 26- MASON DT, ASHBURN WL, HARBERT JC, et al :
Rapid sequential visualization of the heart and great vessels in man using
the wide-field Anger scintillation camera.
Circulation 39 : 19-28, 1969
- 27- MATIN P, RAY G, KRISS JP :
Combined superior vena cava obstruction and pericardial effusion
demonstrated by radioisotopic angiocardiology.
J. Nucl Med 11 : 78-80, 1970
- 28- MATIN P, STEINER R, KRISS JP :
Diagnosis of mitral valve disease by radioisotopic angiocardiology.
J. Nucl Med 10 : 357, 1969
- 29- MEEK, D.C. et al :
Demonstration of ventricular aneurysms by radioisotope scanning
Radiology 85 - 856 - 1965
- 30- MIERCORT, R.D. and BROWN, D.W. :
Radioisotope scintillation scanning in the évalution of pericardial
effusion
JAMA 200 : 344 - 1967

31- NEUP W.B. et col :

Long term distribution and excretion of ^{99m}Tc in Humans
J.M.M. 1965, 6, 340

32- NOUEL J.P. et col :

Le marquage des hématies par le $\text{Tc } ^{99m}$. Son intérêt clinique.
Presse Médicale, 78, 73 - 1970.

33- POWELL, M.R. et ANGER, H.O. :

Blood flow visualisation with the scintillation camera
J. Nucl. Med. 7, 729, 1966

34- REJALI A.H., Mac INTYRE W.J., FRIEDEL H.L.

A radioisotope method of visualisation of blood pools
Amer J. Roentgenology 79, 129, 1958

35- ROSENTHALL I. :

Radionuclide venography using $\text{Tc } ^{99m}$ pertechnetate and the gamma ray scintillation camera
Amer J. Roentgenology 97, 871, 1966.

36- ROSENTHALL I. :

Applications of the gamma ray scintillation camera to dynamic studies in man
Radiology 86 : 634, 1966

37- SAMUELS L.D. :

Rapid diagnosis of pericardial effusion by $\text{Tc } ^{99m}$ pertechnetate
J. Ped. 76, 125, 1970.

38- SEGAL, B.L. :

Symposium on echocardiography (diagnostic ultrasound) : Introduction,
Échocardiography - Ultrasound - cardiography
Amer J. Cardiol 19 : I - 1967.

- 39- SHUFORD, W.H. et al :
Comparison of carbon dioxide and radiopaque angiographie methods in the
diagnosis of pericardial effusion
Radiology 86 : 1064 - 1966
- 40- SMITH E.M. :
Properties, uses, radiochemical purity and calibration of Tc 99m
J. Nucl. Med. 1964, 5, 871-882
- 41- SMITH F.M. :
Internal dose calculation for Tc 99m
J. Nucl. Med. 1965, 6, 221-251
- 42- STERN H.S. et col :
Preparation of Tc 99m labelled serum albumine (human)
IJARI 16, 283, 1965.
- 43- STERN H.S. , GOODWIN D.A., SCHEFFEL V, WAGNER H.N. KRAMER H.H. :
Indium 113m for blood pool and brain scanning
Nucleonics, 25, 62, 1967
- 44- M. TUBIANA, J. DUTREIX :
Bases physiques de la radiothérapie et de la radiobiologie
Masson et Cie Editeur, Paris 1963.
- 45- P. DE VERNEJOUL :
La scintigraphie cardiaque
Revue du Praticien 21, 2109, 1971.
- 46- WAGNER H.N., Mac AFFEE J.G., MOZLEY J.M. :
Diagnosis of pericardial effusion by radioisotope scanning
Arch. of Int. Med. 108, 679, 1961

- 47- WEBBER, M.M. ; TOBIN, P.L. and BENNETT, L.R. :
Cardiac blood pool scanning with ^{99m}Tc . Pertechnetate labeled Albumin
Radiology 87, 867 - 1966
- 48- WELLMAN HN, HUNKAR D, KERELAKES J, et al :
A new concept in dynamic-function studies-quantitative cine-scintivideography.
J. Nucl. Med 9 : 420 - 422, 1968.
- 49- WITCOFSKI, R.L. and BOELLIGER, T.T. :
The use of ^{99m}Tc pertechnetate in cardiac scanning
J. Nucl. Med. 6 - 555 - 1965
- 50- YANO Y, HANGER H.O. :
Ultra short lived radioisotopes for visualizing blood vessels and organs.
J. Nucl. Med. 9, 2, 1968
- 51- YASUSHI ISHII et W.J. Mac INTYRE :
Volume measurements of heart chambers by analysis of scintillation camera
recorded dilution curves.
International Atomic Agency. Symposium on dynamic studies with radioisotopes
in clinical medicine an research. ROTTERDAM 1970.

UNIVERSITE RENE DESCARTES
U.E.R. DE MEDECINE COCHIN - PORT ROYAL

ANNEE 1971

N°

VU
et PERMIS D'IMPRIMER
LE RECTEUR
DE L'ACADEMIE DE PARIS

T H E S E

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

PAR

VINOT Jean-Michel

Interne des Hôpitaux de Paris

Né le 21 Février 1940 à (10) - RUMILLY LES VAUDES

Présentée et soutenue publiquement le

19

CONTRIBUTION A L'ETUDE DE LA SCINTIGRAPHIE CARDIAQUE

Président : Monsieur J.C. ROUCAYROL, Professeur

Vu le Doyen,

C. B. B.

J. C. Roucayrol

